

特開平6-312009

(43)公開日 平成6年(1994)11月8日

(51)Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 J 3/00	3 0 0 Z			
1/00	A			

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 7 頁)

(21)出願番号	特願平5-102286	(71)出願人	000149837 株式会社第一ラジオアイソトープ研究所 東京都中央区京橋一丁目17番10号
(22)出願日	平成5年(1993)4月28日	(71)出願人	592081298 株式会社ユニバーサル校研 東京都千代田区外神田6-3-4
		(72)発明者	黒木 悌三 神奈川県小田原市久野471番地2 小田原 サニータウン619号
		(72)発明者	高德 桂三 千葉県印旛郡富里町日吉台1-24-2
		(72)発明者	松村 忠行 東京都練馬区石神井台3-2-30-303
		(74)代理人	弁理士 八木 秀人 (外1名)

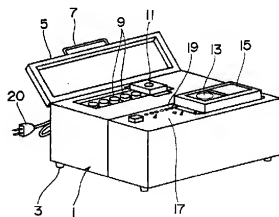
【54】発明の名称】 放射性医薬品加熱装置

【57】要約】

【目的】 心筋の血流状態を検査するために用いられる放射性医薬品は、病院等で2つの薬品を混合し加熱反応させて得る。この加熱反応を迅速におこなわせ、薬品からの放射線の遮蔽を十分におこなう。

【構成】 放射性医薬品を混合した状態で保持するバイアルピンは、タングステン製で蓋付の筒状の容器9へ入れられる。この容器は複数個が1つのヒータにより加熱されるが、うち1つの容器はダミー11とし内部に設けた温度センサにより温度が検出される。この検出信号によりヒータが急速加熱し、冷却ファンが急速冷却をおこなう。

【効果】 タングステンは比重が非常に大きく十分な放射線の遮蔽効果を持ち、容器の内厚を薄くでき、且つ小さな比熱と大きな熱伝導率を持つので急速な加熱冷却が可能となる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 放射性医薬品を混合した後に加熱して反応させる放射性医薬品加熱装置において、混合後の前記医薬品は、タングステン製で蓋付筒状の容器に入れられ、この容器を介して加熱されることを特徴とする放射性医薬品加熱装置。

【請求項2】 放射性医薬品を混合した後に加熱して反応させる放射性医薬品加熱装置において、混合後の前記医薬品が保持されたバイアルビンを入れるタングステン製で蓋付筒状の容器と、この容器を複数個加熱するヒータと、複数個のうち1つの容器をダミーとし内部に設けた温度センサと、複数個の容器を冷却するファンと、前記温度センサからの温度の検出信号を受けて前記ヒータ及び冷却ファンを制御する制御装置と、を備えたことを特徴とする放射性医薬品加熱装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、標識製剤等に利用される放射性医薬品を加熱して反応させる装置に関する。

【0002】

【従来の技術】放射性医薬品は主に臓器等の検査をおこなうための標識製剤として用いられる。この検査法には、例えば心筋の血流状態を評価する核医学検査法として心筋シンチグラフィが存在する。この心筋シンチグラフィに用いられる標識製剤は、通称MIBIと呼ばれ、正確にはヘキサキス（2-メトキシイソブチルイソノトリル）テchnetium (^{99m}Tc) 注射液である。このMIBIを静脈から投与しガンマカメラを用いて心筋血流シンチグラムを得る。または、心電図に同期させてデータ収集をおこない、心筋血流シンチグラムを得る。

【0003】このMIBIは投与の直前に2つの医薬品を混合し加熱反応させて得る。この加熱反応をおこなうための従来の方式には、温浴方式、電子レンジ方式、ヒータリングブロック方式の各方式があった。温浴方式は、前記混合後の医薬品が保持されたバイアルビン、を底に穴の開いた鉛の容器に入れる。この鉛の容器を、100℃に加熱したお湯の中に漬ける。お湯は前記穴から浸入し直接バイアルビンを加熱する。

【0004】また電子レンジ方式は、金属が用いられないバイアルビンに混合後の医薬品を保持させ、電子レンジの中に入れ加熱する。電子レンジ全体は鉛で遮蔽する。ヒータリングブロック方式は、ヒータでアルミブロックを加熱し、アルミブロックに形成された凹部に、混合後の医薬品が保持されたバイアルビンを入れる。アルミブロックは鉛板等で遮蔽する。

【0005】

【発明の解決しようとする課題】しかしながら、前記温浴方式は、鉛の容器の内側に入ったお湯が、放射性医薬品からの放射能により汚染される可能性があった。また、水は鉛等の金属に比べ比熱が非常に大きく、熱伝導

度が非常に小さいので、急速な加熱が困難であり薬品を迅速に加熱反応させることが難しくなった。ところが、放射性医薬品は緊急時に必要な場合が多く、この加熱反応を迅速に行う必要がある。さらに水の比熱が大きいため、冷却の際には水の冷却を待つことはできず、水から鉛の容器を取り出し、更にバイアルビンを取り出して冷却しなければならない。このため取り扱いが面倒で、かつ取扱う人の放射能被曝の可能性が高かった。

【0006】また、電子レンジ方式は液体を単に煮沸するには適しているものの、温度を制御しにくい。このため薬品を正しく反応させるために正確に加熱するものとしては適していない。ヒータリングブロック方式は、アルミが薬品に放射する放射線を遮蔽する機能が低い。このためアルミブロック方式の装置の外部を鉛で被うか、アルミブロックを鉛ブロックに替える必要がある。いずれの場合にしても、前記温浴方式ほどではないものの、加熱及び冷却に時間がかかり過ぎるものであった。

【0007】本発明は、以上の問題点を解決するためになされたもので、加熱及び冷却に要する時間が短く、放射線の遮蔽が完全であり、またバイアルビンを入れ、急速加熱し所定の温度を所定時間維持した後に急速冷却し、バイアルビンを取り出すことのできる取り扱いの容易な放射性医薬品加熱装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】以上の目的を達成するために、請求項1の発明は、混合後の前記医薬品はタングステン製で蓋付筒状の容器に入れられ、この容器を介して加熱されることを特徴とする。また請求項2の発明は、混合後の前記医薬品が保持されたバイアルビンを入れるタングステン製で蓋付筒状の容器と、この容器を複数個加熱するヒータと、複数個のうち1つの容器をダミーとし内部に設けた温度センサと、複数個の容器を冷却するファンと、前記温度センサからの温度の検出信号を受けて前記ヒータ及び冷却ファンを制御する制御装置と、を備えたことを特徴とする。

【0009】

【作用】請求項1の発明では、タングステンの容器に入れられた薬品は、従来のようにお湯を容器の中に入れて、この容器を介して加熱される。請求項2の発明では、薬品を保持したバイアルビンはタングステン製の容器に入れられ、ヒータで加熱される。タングステンの容器は複数個が設けられ、うち1つの容器はダミーとされ、内部に設けた温度センサで温度が検出される。検出信号を受けて制御手段が前記ヒータが制御して急速加熱し、冷却ファンを制御して加熱後の容器を急速冷却する。

【0010】

【実施例】以下、本発明の一実施例を図1及び図6において説明する。本実施例の装置は、図1に示すように装

置本体1が底部の四隅に設けられたゴム足3により支えられ、上面に蓋カバー5が設けられている。蓋カバー5には取っ手7が設けられており、開閉できるようにになっている。蓋カバー5を開けると内部には6個の容器9が着脱可能に埋設されている。各容器9は、タングステン製で円筒状をしており、それぞれ直径1個のパイアルビン（図示せず）を入れる大きさを持つ。6個の容器のうち1個はダミー11として用いられ内部に温度センサが設けられる。また装置本体1の上面のうち前記蓋カバー5で被覆されない部分では、タイマーの表示器13及び温度表示器15が設けられている。更に、これらの横には装置の操作をおこなうためのスイッチパネル17や表示器19が設けられている。図中20は電源コードである。

【0011】図1の縦断面面図を図2に示す。前記6個の容器9は上方から挿入されアルミ製の支持板21によって支えられ、底部がラバーヒータ23によって加熱される。各容器9の側方にはクロスフローファン25が設けられている。クロスフローファン25は、装置本体1の底部から空気27を吸い込み、前記容器9群へ吹き付け、装置本体1の背面から排出する。なお図中29は、ラバーヒータ23やクロスフローファン25等を制御するための制御手段である。

【0012】図2の容器9を図3に示す。即ち、容器本体9Aはタングステン製で円筒状をしており、蓋9Bを有する。容器本体9Aの上端の開口部31内側には雌ねじ33が形成され、蓋9Bの外側面には雄ねじ35が形成され前記雌ねじ33とねじ合うようになっている。また蓋9Bの中央には孔37が形成され、加熱時に内部の空気が逃される。なお、この孔37は図よりも更に小さな寸法とすることが可能である。

【0013】図4に、本実施例の装置の制御を行なうブロック図の概略を示す。6個の容器9のうちダミー11として用いられる1つの容器の内部には、温度センサ39として熱電対が設けられている。この熱電対からの電圧信号は増幅器14を経てA/Dコンバータ43に接続されている。A/Dコンバータ43からのデジタル信号は制御手段であるCPU（中央演算器）45に入力される。またCPU45には、スイッチパネル17に設けられた複数のスイッチにより信号が入力される。これらの入力に寄る、CPU45はON・OFF信号を出力し、ドライバ47を経てラバーヒータ23への通電をおこなわせる。またCPU45からは表示器19へ信号を送り複数のランプを点燈・消燈させる。

【0014】さて、以上の装置によって加熱反応させて得られる放射性医薬品は、前記従来技術の欄で説明したMIBI（通称）である。混合し加熱反応される2つの薬品は、次のAとBである。即ち、薬品Aは日局過テクネチウム酸ナトリウム（^{99m}Tc）注射液である。薬品Bはカーディオライト第一（登録商標）と呼ばれるもの

で、1パイアル中にテトラキス（2-メトキシシソプロルイソニトリル）銅（I）四フッ化ホウ酸1、0ミリグラムを含有し、添加物として塩化第一スズ（二水塩）0、075ミリグラム、塩酸1-システイン（一水塩）1、0ミリグラム、D-マンニトール20、0ミリグラムを含有するものである。

【0015】そして、薬品Bに薬品Aを370～555MBq（1～3ml）ミリグラムを加えて振り混ぜ、95～99℃で15分間加熱し反応させた後に冷却する。冷却は36℃程度までおこなう。37℃以上では人体には熱く感じられ、また余り熱いと人体に悪影響を与えるからである。このようにして得られた前記MIBIは人体に静脈から投与され、例えば30分以降にガンマカメラを用いて心筋血流シンチグラムを得ることができる。

【0016】このような2つの薬品A、Bを本実施例の装置により、加熱するための制御フロー図を図5に示す。即ち、スイッチパネル17の電源スイッチをONにすると、表示器19の電源ランプが点燈し（2）、次にスイッチパネル17の自動スイッチがONか否かが判断され（3）、ONであれば自動ランプが点燈し（4）、自動運転がおこなわれることが表示される。そして、スイッチパネル17に設けられた空炊き防止スイッチ及び緊急スイッチが共にOFFであれば（5）（6）、表示器の加熱ランプが点燈し（7）、加熱が開始される（8）。そして、6個の容器のうちの1つに設けられた温度センサにより温度Tが設定温度T₁（95℃）より大きいかが比較され（9）、大きくれば設定温度T₁より大きく設定温度T₂（99℃）より小さい状態が維持される（10）。同時にタイマーがスタートし（11）、加熱ランプが消燈し（12）、放置ランプが点燈する（13）。この時、万一温度Tが高くなり過ぎ、設定温度T₃（例えば110℃）よりも高くなった場合には（14）、アラームブザーが鳴り（15）、緊急に冷却をおこなうためにクロスフローファン25が回転される（16）。

【0017】前記温度の維持（T₁<T<T₂）が順順におこなわれ、タイマーによる時間Tが設定時間T₄を越えれば（17）、加熱を停止する（18）。そして放置ランプを消燈し（19）、冷却ランプを点燈し（20）、冷却のためにクロスフローファン25を回転させる（21）。この冷却により温度Tが設定温度T₄（37℃）よりも小さくなれば（22）、冷却ランプを消燈し（23）、終了ランプを点燈する（24）。そしてクロスフローファンを停止させ（25）、本実施例における加熱所定温度の所定時間維持、及び冷却の一連の工程を終了する。

【0018】以上の実施例に基づいて、実際に実験をおこなった結果を図6に示す。この実験において6個の容器9のうち5個（No.1～5）には、容器が並んだ順に薬品AとBを混合した液体を5cc、3cc、5cc、3cc、

5ccの量を入れた。また、ダミー11とする最後の容器には、薬品AとBを混合した3cc分と同じ単位体積当たり重量を有する生理食塩水3ccを入れた。そして、ダミー11の容器以外の他の容器9も実際に温度を測定した。各容器9の温度は、容器9の並んだ前記順に実線、細かい点線、荒い点線、一点鎖線、二点鎖線、三点鎖線で表わす。

【0019】このように、ダミー11の容器の温度を基に制御をしたにも拘らず、他の容器9の温度についても殆ど大きなばらつきは見られなかった。また加熱、温度の維持、及び冷却の一連の工程が約30分でおこなわれることも判明した。以上説明したように、本実施例によれば、加熱、所定温度の維持、及び冷却に要する時間が、従来に比べ約半分以下で済むことが判明した。このような効果を得られるのは、以下の理由によると考えられる。即ち、タングステンは従来の鉛等と比べ硬度が大きく容器9の内厚を薄くできる。また、従来のヒーティングブロック方式に比べ金属部分を筒状の小さな容器9とし、加熱しなければならぬ金属部分を少なくした。これらのことから加熱に必要な熱量を小さくできるためである。

【0020】更に、必要な熱量を小さくできるので、大熱量を発生させるニクロム線等をヒータに用いる必要がなく、発生する熱量は小さいものの通電される電流値に対する応答反応が良いラバーヒータ23を用いることができる。また比熱が水(1.0 cal・deg⁻¹・g⁻¹)に比べタングステンは0.0321 cal・deg⁻¹・g⁻¹と非常に小さく、熱伝導率は水(0.00140, 鉛0.0838 cal・cm⁻¹・s⁻¹・deg⁻¹)に比べ0.382 cal・cm⁻¹・s⁻¹・deg⁻¹と非常に大きく、加熱が小さな熱量で迅速に行なわれる。

【0021】これらの事から加熱時の温度制御が極めて容易におこなわれる。更に加えて、従来のように室温で自然放冷をおこなう場合に比べ冷却のためのクロスファン25を設けて、強制的に急速冷却をおこなうことができる。従って冷却時の温度制御も容易におこなわれる。また、複数の容器9のうち1つをダミー11とし温度センサ39を設けて温度を検出し、この検出信号を基に制御をおこなうので正確な温度制御が可能となった。

【0022】以上のように、急速加熱及び急速冷却を実際の温度検出信号により制御しつつ応答性の良いラバーヒータによっておこなうので、加熱、所定温度の維持、及び冷却の一連工程を正確に短い時間でおこなえるようになったものである。また、比重は水(1.0)や鉛(11.34)に比べ、タングステンは19.24と大きく、薬品からの放射線を効率的に遮蔽できる。特に、従来の温浴方式に比べ、お湯を介して加熱をする必要がなく、もちろん容器9の中にお湯を通す必要がない。従

って、お湯が放射能で汚染される可能性がまったくない。

【0023】このため、また冷却のためにお湯の中から、バイアルピンを入れた鉛の容器を取り出し、更に鉛の容器からバイアルピンを取り出すといった面倒な取り扱いが不用となる。即ち、容器9へ直接バイアルピンを入れ、この容器9を装置に入れる。そして、約30分の時間が経過した後に、再び容器9を取り出せば、内部のMIBIは36℃まで冷却されておき、そのまま注射液として使い検査をおこなうことが可能となる。そこで、容器9を検査を行なう部屋まで運び、容器9の蓋9Bに形成される孔37から注射針を入れ、内部のバイアルピンの注射用のキャップを貫通し、内部の薬素を注射器(シリンジ)にうつす。注射器は鉛等によりシールドされている。従って、加熱、冷却、検査を通じMIBIを取扱う医療関係者が放射能に曝することなく、迅速に容易に検査作業をおこなえる。このように取り扱いが極めて容易となる。特に心筋シンチグラフィは緊急時の検査に必要な事が多く、その場合には、本実施例の装置のように取り扱いが容易で短い時間で一連の工程が済んでしまう事は、大変に重要な社会的貢献となる。

【0024】以上の実施例では、加熱をおこなうヒータはラバーヒータ23として説明したが、他の実施例において同じく応答反応が良いセラミックヒータを用いる事ができる。また、以上の実施例ではヒータからの熱は直接に容器9へ伝えられるものであったが、他の実施例ではヒータから一度熱が伝えられたお湯を介して、容器に熱が伝えられるものであっても良い。この場合でもタングステン製の容器の特性により熱量が小さいので加熱しやすく従来の鉛の容器のように容器の内部にお湯を通して加熱する必要がない。従って放射能による水の汚染という可能性は無い。また鉛の容器に比べ加熱に必要な熱量が小さくなるので、その分一連の工程に必要な時間が短くなる。

【0025】以上の実施例では制御回路には図4に示すようにCPUを用いたが、他の実施例ではCPUを用いずいくつかのリレーを用いてアナログ的な回路によって制御をおこなうことももちろん可能である。また、以上の実施例では冷却をおこなうファンはクロスフローファン25であったが、他の実施例では通常のスクルー形状のファンであっても良い。

【0026】また、以上の実施例においては加熱反応して得られる放射性医薬品はいわゆるMIBIであったが、同様に加熱を必要とする他の放射性医薬品であっても本発明を実施することは可能である。このような他の薬品としては、いわゆるMAG3やSQ30217等がある。

【0027】

【発明の効果】以上説明したように、本発明の放射性医薬品加熱装置によれば、請求項1の発明では、タングス

テン製の容器が小さな比熱と大きな熱伝導度を持つことから加熱及び冷却に要する時間が短くなり、更に、比重が大きな事から放射線の遮断が容易であり、同時に、加熱が容易でお湯を容器の中に入れて加熱する必要がないので、放射能による汚染の可能性を無くす事ができる。

【００２８】また請求項２の発明では、前記請求項１の発明の効果に加えて、以下の効果を得る。即ち、薬品が保持されたバイアルピンを本発明の装置のタングステン製の容器へ入れれば、制御手段が温度検出信号を受けてヒータを制御し、加熱の容易な前記タングステン製の容器を急速に加熱し、所定温度を所定時間維持した後、冷却の容易な前記タングステン製の容器をファンで急速に冷却することができるので、加熱、所定温度維持、及び冷却の一連の工程を迅速におこなえ、その後は冷却されたバイアルピンを単に取り出せば良いので、取り扱いが容易である。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の一実施例に係る装置の外観斜視図

【図２】図１の縦断面図

【図３】図２の容器９の拡大図であり（ａ）は容器本体の縦断面図、（ｂ）は（ａ）の平面図、（ｃ）は（ａ）に用いる蓋の縦断面図、（ｄ）は（ｃ）の底面図

【図４】本実施例の制御のための概略ブロック図

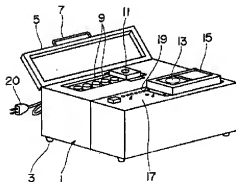
【図５】図４のブロック図によっておこなう制御のフローチャート図

【図６】実際に本実施例によっておこなった実験結果を示す図

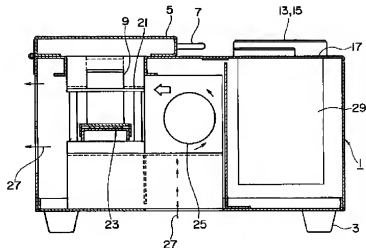
【符号の説明】

- １ 装置本体
- ３ ゴム足
- ５ 蓋カバー
- ７ 取っ手
- ９ 容器
- ９Ａ 容器本体
- ９Ｂ 蓋
- １１ ダミー
- １３ タイマーの表示部
- １５ 温度表示器
- １７ スイッチパネル
- １９ 表示器
- ２０ 電源コード
- ２１ 支持板
- ２３ ラバーヒータ
- ２５ クロスフローファン
- ２７ 空気
- ２９ 制御手段
- ３１ 開口部
- ３３ 雄ねじ
- ３５ 雄ねじ
- ３７ 孔
- ３９ 温度センサ
- ４１ 増幅器
- ４３ A/Dコンバータ
- ４５ CPU（制御手段）
- ４７ ドライブ

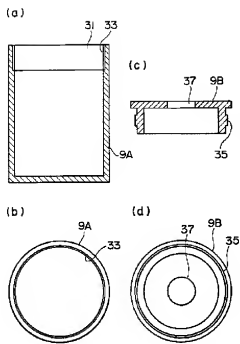
【図１】



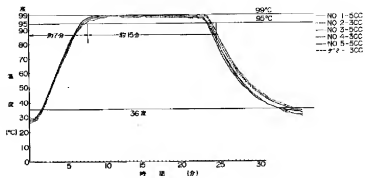
【図２】



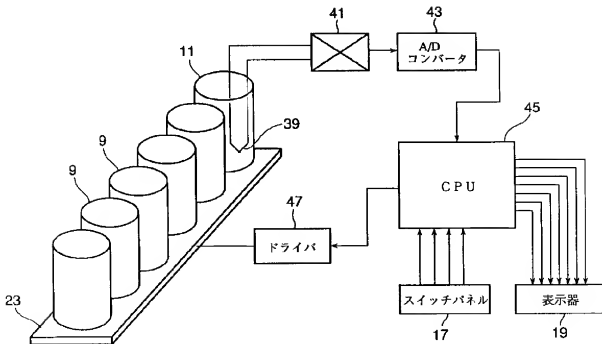
【図3】



【图6】



【图4】



【図5】

